

Japanese Patent Laid-Open Publication No. Hei 8-299341

Japanese Patent Laid-Open Publication No. Hei 8-299341 (column 6, lines 2-14) describes: an amniotic fluid part and a stomach have the same value in binarizing processing; it is difficult to isolate and extract only a stomach of a fetus simply through the use of binarizing processing; and therefore an operation of determining connectivity is performed on a result of binarizing processing to thereby isolate and extract only voxels of a stomach of a fetus.

THIS PAGE BLANK (US)

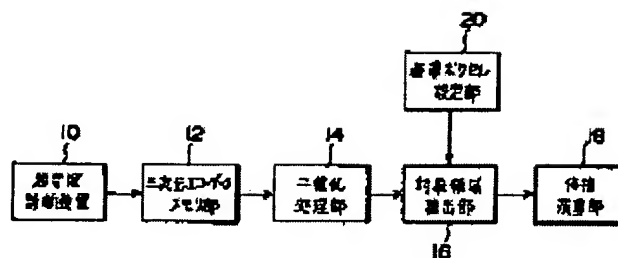
ULTRASONIC VOLUME CALCULATION DEVICE

Patent number: JP8299341
Publication date: 1996-11-19
Inventor: KASAHARA EIJI; MOCHIZUKI TAKESHI
Applicant: ALOKA CO LTD
Classification:
- international: A61B8/00; G01F17/00; G01N29/22; A61B8/00;
G01F17/00; G01N29/22; (IPC1-7): A61B8/00;
G01F17/00; G01N29/22
- european:
Application number: JP19950109744 19950508
Priority number(s): JP19950109744 19950508

Report a data error here

Abstract of JP8299341

PURPOSE: To find the volume of a target to be measured in high speed and accuracy.
CONSTITUTION: An ultrasonic diagnostic device 10 obtains echo data of respective voxels of human body. The echo data of the respective voxels are stored in a three-dimensional echo data memory part 12. A binary processing part 14 converts the echo data read from the three-dimensional echo data memory part 12 into the binary value by comparing with a prescribed binary threshold. Only those having link to the reference voxel out of voxels whose binary processing results are value to be extracted, are separated and extracted by executing link determination operation for the binary processing results of the respective voxels so as to be set as a target region. The volume operation part 18 counts the voxels in this target area and calculates the volume operation value based on the counting results.



THIS PAGE BLANK

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-299341

(43) 公開日 平成8年(1996)11月19日

| (51) Int.Cl. ⁶ | 識別記号 | 庁内整理番号 | F I | 技術表示箇所 |
|---------------------------|-------|--------|---------------|--------|
| A 6 1 B 8/00 | | | A 6 1 B 8/00 | |
| G 0 1 F 17/00 | | | G 0 1 F 17/00 | B |
| G 0 1 N 29/22 | 5 0 1 | | G 0 1 N 29/22 | 5 0 1 |

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平7-109744

(22) 出願日 平成7年(1995)5月8日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 笠原 英司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(72) 発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

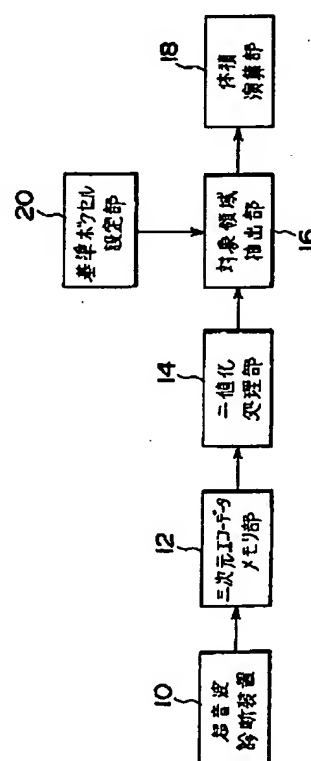
(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54) 【発明の名称】 超音波体積演算装置

(57) 【要約】

【目的】 測定対象物の体積を高速かつ高精度に求めることができる超音波体積演算装置を提供する。

【構成】 超音波診断装置10は、生体内各部の各ボクセルについてのエコーデータを取得する。各ボクセルのエコーデータは、三次元エコーデータメモリ部12に格納される。二値化処理部14は、三次元エコーデータメモリ部12から読み出したエコーデータを、所定の二値化閾値と比較して二値化する。そして、各ボクセルの二値化処理結果について連結性判定演算を施すことにより、二値化結果が抽出対象値となるボクセルのうちから基準ボクセルに対して連結性があるもののみを分離して抽出し、これを対象領域とする。体積演算部18は、この対象領域内のボクセルを計数し、その計数結果に基づき体積演算値を算出する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体への超音波の送受波によって得られる生体内の三次元領域のエコーデータに基づき、その三次元領域内の測定対象物の体積を算出する超音波体積演算装置であって、

前記三次元領域の各ボクセルについてのエコーデータを記憶する三次元エコーデータメモリ部と、

前記各エコーデータについて二値化処理を行う二値化処理部と、

二値化処理結果に基づき、前記三次元領域に含まれる各ボクセルについて、指定された基準ボクセルに関する連結性判定演算を行い、前記基準ボクセルに対して連結性を有すると判定されたボクセル群を対象領域として抽出する対象領域抽出部と、

抽出された対象領域に含まれるボクセルを計数し、この計数結果に基づき前記対象領域の体積演算値を求める体積演算部と、

を有することを特徴とする超音波体積演算装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波体積演算装置であって、

二値化処理部で用いる二値化閾値を所定のルールに従って順次設定変更する二値化閾値設定変更部と、

前記二値化閾値が設定変更されるごとに、その設定変更の前後での体積演算値の変化量を算出する変化量算出部と、

求められた変化量を所定の変化量閾値と比較する比較判定部と、

比較の結果、前記変化量が前記変化量閾値より小さいときには、前記二値化閾値設定変更部に前記二値化閾値の設定変更を指示すると共に、前記対象領域抽出部及び体積演算部に対して新たな二値化閾値を用いた処理を指示し、一方前記変化量が前記変化量閾値以上となったときには、二値化閾値設定変更前の体積演算値に基づき測定対象物の体積を決定する体積演算制御部と、
を有することを特徴とする超音波体積演算装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の超音波体積演算装置において、

二値化処理部で用いる二値化閾値を順次設定変更する二値化閾値設定変更部と、

順次設定変更される二値化閾値と、これら各二値化閾値に対応して求められる各体積演算値とに基づき、二値化閾値に対する体積演算値の変化率が急変する境界点を求める境界点算出部と、

この境界点に対応する体積演算値に基づき測定対象物の体積を決定する体積決定部と、

を有することを特徴とする超音波体積演算装置。

【請求項 4】 請求項 1～3 のいずれかに記載の超音波体積演算装置において、

前記対象領域抽出部は、三次元拡散射影法を用いて連結性判定演算を行うことを特徴とする超音波体積演算装

置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、超音波の送受波によって得られた生体組織の三次元情報に基づき生体組織の体積を算出する超音波体積演算装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 超音波ビームを三次元的に走査することにより複数の走査面を形成し、これによって取り込まれた三次元エコーデータを解析して、生体組織の三次元画像などを得る超音波診断装置が提案されている。そして、近年、胎児の発育状態や腫瘍の大きさの経時変化の観察などのために、三次元エコーデータに基づき生体内の特定部位の体積を算出する超音波体積演算装置が提案がなされている。

【0003】 この超音波体積演算装置として従来提案されていたものには、例えば以下に挙げるようなものがあった。

【0004】 (1) 測定者が三次元画像の各断層像内の測定対象物の輪郭をトレースし、各断層像ごとにトレースされた輪郭を全断層像にわたって合成することにより測定対象物の立体像を抽出し、その体積を求める装置。

【0005】 (2) 測定対象物とその周囲の生体組織とのエコーレベル（画像表示した場合における画像濃度）の違いに着目し、エコーレベルの閾値を決めて各エコーデータをその閾値に基づいて二値化処理することにより測定対象物と背景とを分離し、このようにして抽出された測定対象物の体積を求める装置。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 上記 (1) の装置では、測定者自身が測定対象物とそれ以外の組織とを判別してその輪郭をトレースするため、測定対象物の抽出精度は高く、従って求められる体積も精度の高いものとなる。しかしながら、超音波画像では組織の境界は必ずしも明瞭でないため、正確にトレースを行うにはかなりの経験を要する。また、三次元画像を構成する何枚もの断層像について輪郭トレースを行うのは時間と労力を要する作業である。このように、上記 (1) の装置には、測定者に対する負担が大きいという問題があった。また、この装置では、測定者が違えば同じ測定対象物でもトレース結果が異なってくるため、求められる体積値の再現性がよくないという問題もあった。

【0007】 また、このような問題を解決するために、上記 (1) の装置の変形例として、胎児の頭などのように断面形状がほぼ楕円であるとみなせるような部位の体積を求める際に用いる装置が提案されている。この装置では、測定者は各断層像において測定対象物の断面の長軸と短軸のみを指定し、その指示に基づいて装置が自動的に測定対象物の近似図形を形成し、その体積を求める。この装置によれば、上記 (1) の装置のような時間

や測定者の負担についての問題は解消されるが、体積値の精度が悪化してしまうという問題が生じてしまう。

【0008】一方、上記(2)の装置は、輪郭トレースなど測定者が行う処理がないので、処理速度は速く、また測定者の違いによる体積値の再現性の問題も生じないという利点を有する。しかしながら、この装置では、画像濃度(エコーレベル)のみに基づいて測定対象物を抽出するので、測定対象物と異なった部位でも画像濃度が同じであれば測定対象物として計算してしまうため、求められる体積値の精度がよくないという問題があった。

また、この装置において、体積を精度よく求めるためには、測定対象物と背景とをうまく分離する閾値を用いる必要があるが、このような閾値は画像によって異なるため、各画像に応じた適切な閾値を設定することが困難であった。

【0009】本発明は前述の問題点を解決するためにな

されたものであり、三次元エコーデータから測定対象物を、自動的に、高速に、かつ精度よく抽出し、測定対象物の体積を高速かつ高精度に求めることができる超音波体積演算装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】 前述の目的を達成するために、本発明の第1の構成は、生体への超音波の送受波によって、生体内の三次元領域に含まれる各ボクセルについてのエコーデータを取得する三次元エコーデータ取得部と、前記各エコーデータについて二値化処理を行う二値化処理部と、二値化処理結果に基づき、前記三次元領域に含まれる各ボクセルについて、指定された基準ボクセルに関する連結性判定演算を行い、前記基準ボクセルに対して連結性を有すると判定されたボクセル群を対象領域として抽出する対象領域抽出部と、抽出された対象領域に含まれるボクセルを計数し、この計数結果に基づき前記対象領域の体積を算出する体積演算部と、を有することを特徴とする。

【0011】また、本発明の第2の構成は、前記第1の構成において、更に二値化処理部で用いる二値化閾値を所定のルールに従って順次設定変更する二値化閾値設定変更部と、前記二値化閾値が設定変更されるごとにその設定変更の前後での体積演算値の変化量を算出する変化量算出部と、求められた変化量を所定の変化量閾値と比較する比較判定部と、比較の結果前記変化量が前記変化量閾値より小さいときには、前記二値化閾値設定変更部に前記二値化閾値の設定変更を指示すると共に、前記対象領域抽出部及び体積演算部に対して新たな二値化閾値を用いた処理を指示し、一方前記変化量が前記変化量閾値以上となったときには、二値化閾値設定変更前の体積演算値に基づき測定対象物の体積を決定する体積演算制御部と、を有することを特徴とする。

【0012】また、本発明の第3の構成は、前記第1の構成において、更に二値化処理部で用いる二値化閾値を

順次設定変更する二値化閾値設定変更部と、順次設定変更される二値化閾値と、これら各二値化閾値に対応して求められる各体積演算値とに基づき、二値化閾値に対する体積演算値の変化率が急変する境界点を求める境界点算出部と、この境界点に対応する体積演算値に基づき測定対象物の体積を決定する体積決定部と、を有することを特徴とする。

【0013】更に、本発明の第4の構成は、前記対象領域抽出部が、三次元拡散射影法を用いて連結性判定演算を行うことを特徴とする。

【0014】

【作用】 本発明の第1の構成によれば、まず三次元エコーデータ取得部により取得された生体内の三次元領域の各ボクセルについてのエコーデータについて、二値化処理部において二値化処理が行われる。ここでボクセル(voxel = volume cell)とは、三次元画像空間において画像表示単位となる微小立方体のことであり、二次元画像におけるピクセルに対応する概念である。そして、対象領域抽出部は、二値化処理結果を受け取り、各ボクセル間の連結性をみながら体積演算の対象領域を抽出する。すなわち、例えば測定者が測定対象物内の任意の1ボクセルを基準ボクセルとして指定すると、対象領域抽出部は、各ボクセルについて基準ボクセルに対する連結性判定演算を行い、基準ボクセルに対して連結性を有すると判定されたボクセル群を対象領域として抽出する。そして、体積演算部は、抽出された対象領域に含まれるボクセルの数に基づき対象領域の体積演算値を算出する。この構成によれば、ボクセル間の連結性をみて対象領域を抽出しているため、二値化処理を行ったときに背景領域の一部が測定対象物と同じ値になったとしてもそのような部分は基準ボクセルと連結性を有しないとして排除することができる。従って、この構成によれば、測定対象物に対応する領域だけを抽出することができるので、測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0015】また、本発明の第2の構成では、二値化閾値を用いて二値化処理を行う場合において、二値化閾値設定変更部によってその二値化閾値を所定のルールに従って順次設定変更し、設定変更された各二値化閾値ごとに、二値化処理部、対象領域抽出部によって対象領域を抽出し、体積演算部によってその対象領域の体積演算値を算出する。変化量算出部は、二値化閾値が設定変更されるごとに、その設定変更の前後での体積演算値の変化量を算出する。求められた変化量は、比較判定部によって所定の変化量閾値と比較される。そして、体積演算制御部は、比較判定部における比較結果を受けて、変化量が変化量閾値より小さいときには、二値化閾値設定変更部に二値化閾値の設定変更を指示すると共に、対象領域抽出部及び体積演算部に対して新たな二値化閾値を用いた処理を指示し、一方変化量が変化量閾値以上となったときには、二値化閾値設定変更前の体積演算値に基づき

測定対象物の体積を決定する。この構成によれば、測定対象物を精度よく抽出することができる二値化閾値を自動的に探しだすことができ、これに基づき測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0016】また、本発明の第3の構成では、二値化閾値を用いて二値化処理を行う場合において、二値化閾値設定変更部によってその二値化閾値を順次設定変更し、設定変更された各二値化閾値ごとに、二値化処理部、対象領域抽出部によって対象領域を抽出し、体積演算部によってその対象領域の体積演算値を算出する。そして、境界点算出部は、各二値化閾値と、それら二値化閾値について求められた各体積演算値とに基づき、二値化閾値に対する体積演算値の変化率が急激に変化する境界点を求める。体積決定部は、この二値化閾値における体積演算値に基づき測定対象物の体積を決定する。この構成によれば、測定対象物を精度よく抽出する適切な二値化閾値を自動的に探しだすことができ、これに基づいて測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0017】また、本発明の第4の構成では、対象領域抽出部が三次元拡散射影法を用いて連結性判定演算を行うことにより、連結性判定演算の演算時間を短縮することができる。

【0018】

【実施例】以下、本発明に係る超音波体積演算装置の好適な実施例を図面に基づいて説明する。

【0019】第1実施例

図1は、本発明に係る超音波体積演算装置の第1実施例の構成を示すブロック図である。図1において、超音波診断装置10は、走査面を順次平行移動させながら生体内に超音波を送受波して、生体内各部についてのエコーデータを取得する。ここで、更に超音波ビームの走査によって得られたエコーデータに対して補間処理などが施され、超音波ビームが走査される三次元領域内の全ボクセルについてエコーデータが求められる。求められた各ボクセルのエコーデータは、三次元エコーデータメモリ部12に格納される。

【0020】二値化処理部14は、三次元エコーデータメモリ部12から読み出した各ボクセルのエコーデータを、所定の二値化閾値と比較して二値化する。ここでは、各ボクセルのエコーレベルを二値化する。なお、エコーレベルは、画像表示した場合は画像の濃度（例えば256階調）として表現されるので、以下の説明では分かりやすくするために、エコーレベルの代わりに画像濃度という用語を用い、例えば「画像濃度を二値化する」といった具合に表現する。

【0021】例えば、胎児の胃の体積を求める場合を例にとると、胎児の胃の内部には羊水が満たされているため、胃の内部の画像濃度は周囲に比べてかなり低くなる。従って、適切な二値化閾値を設定すれば、その二値化閾値より画像濃度の高い部分と低い部分とで、胃の内

部とその周囲とを判別することができる。

【0022】ただし、この場合、胎児の周囲には、胃の内部と画像濃度の差がない羊水が存在しており、これが超音波の走査領域内に含まれていれば二値化処理ではこの羊水部分も胃と同じ値になる。また、走査領域内に超音波特有のシャドウが存在すれば、二値化処理においてこのシャドウ部分は胃と同じ値になってしまう。このように、二値化処理だけでは、測定対象である胎児の胃のみを分離して抽出することは困難である。

【0023】そこで、本実施例では、二値化処理結果に対して対象領域抽出部16によって連結性判定演算を施すことにより、二値化の結果同じ値となったボクセルの中から、測定対象物（例えば胎児の胃）のボクセルのみを分離して抽出する。

【0024】連結性判定演算とは、画像内の連結領域を求めるための演算処理であり、二値化によって同じ値となったボクセル群の中から、特定のボクセルに対して連結性を有しているものだけを抽出するものである。すなわち、測定対象物の内部の1ボクセルを基準ボクセルに指定し、この基準ボクセルの周囲のボクセルを順に調べていって、基準ボクセルと同じ値でしかも基準ボクセルと繋がっているボクセルのみを選び出すことにより、測定対象物に対応するボクセルのみを抽出する。例えば、胎児の周囲の羊水部分と胎児の胃の内部との間には胎児の体組織が介在するため、二値化結果値は同じであってもそれらは互いに連結しておらず、このため連結性判定演算によって胎児の胃の内部を胎児の周囲の羊水部分から分離して抽出することができる。

【0025】従って、本実施例では、まず測定者が、二値化画像（二値化処理結果を画像表示したもの）か、あるいは二値化前の元の三次元超音波画像を見ながら、基準ボクセル設定部20によって測定対象物内に基準ボクセルを設定する。そして、対象領域抽出部16が、その基準ボクセルに対する各ボクセルの連結性を判定し、この連結性判定の結果基準ボクセルに対して連結性を有すると判定されたボクセル群を、測定対象物に対応する対象領域として抽出する。

【0026】連結性判定演算による対象領域抽出の方法の例としては、例えば三次元太め法や三次元射影法、三次元拡散射影法などがある。

【0027】以下、これら3つの方法について詳細に説明する。

【0028】三次元太め法

この方法は、二次元画像処理において用いられている太め法を三次元的に拡張したものである。

【0029】この方法では、基準ボクセルの周囲に調査範囲を設定し、この調査範囲のすべてのボクセルについて連結性を調べ、抽出していく。調査範囲は、基準ボクセルを中心とした立方体として設定し、これを順次拡張していく（「太め」していく）。

【0030】すなわち、最初は、基準ボクセルのみが調査範囲であり、この基準ボクセルは測定対象物に含まれるので抽出される。以下、抽出されたボクセルを「抽出ボクセル」と呼ぶ。

【0031】次に、調査範囲を「太め」て、基準ボクセルを中心とする $3 \times 3 \times 3$ ボクセルの立方体を調査範囲とする。そして、この $3 \times 3 \times 3$ の調査範囲の全ボクセルについて連結性を調べる。連結性は、図2に示す

(a) 6近傍マスクや(b) 26近傍マスクを用いて調べる。

【0032】すなわち、まず調査範囲に含まれるボクセルの一つを選び、これを注目ボクセルに指定する。そして、その注目ボクセルに対して上述のマスクを適用し、注目ボクセルの値(二値化結果値)が抽出対象値(抽出すべき測定対象物内のボクセルの二値化結果値)であり、かつマスク内に抽出ボクセルが1つでも存在する場合のみ、その注目ボクセルが測定対象物につながっていると判定し、その注目ボクセルを抽出する。6近傍マスクを用いる場合は、注目ボクセル100の上下左右前後の6つの隣接ボクセルについて抽出ボクセルの有無を調べる。また、26近傍マスクを採用した場合は、6近傍マスクに更に斜め方向のボクセルを加え、注目ボクセル100を中心とする $3 \times 3 \times 3$ ボクセルからなる立方体からその注目ボクセル100を除いた26個のボクセルをマスクとして用い、このマスク内の抽出ボクセルの有無を調べる。そして、調査範囲の全ボクセルを順に注目ボクセル100に指定して同様の判定・抽出処理を行う。

【0033】そして、注目ボクセルをいくら変えてもこれ以上抽出されなくなったときには、調査範囲を上下左右前後に1ボクセル分ずつ拡大する。従って、調査範囲の拡張をn回行った場合、そのときの調査範囲は $(2n+1)^3$ ボクセルの立方体となる。そして、拡大した調査範囲でも同様の判定・抽出処理を繰り返し、ボクセルの抽出を行う。

【0034】このようにして判定・抽出処理及び調査範囲の拡大を繰り返していき、調査範囲を広げても新たに抽出されるボクセルが1つもなくなった時点で、基準ボクセルに連結した領域がすべて抽出されたと判断して処理を終える。

【0035】図3は、三次元太め法による対象領域抽出の流れの例を示したものであり、抽出される領域が広がっていく様子を、各ステップごとに示したものである。なお、三次元太め法は、本来三次元領域を対象とするものであるが、太め法の基本的な手順は二次元でも三次元でも変わらないので、便宜上ここでは、二次元的な図を用いて説明する。

【0036】図3において、斜線を施した領域は、二値化データが抽出対象値となっている領域を示している。ステップ1では、まず抽出すべき領域(すなわち抽出対

象値ボクセルの領域)の内部に基準ボクセルの設定が行われるとともに、その基準ボクセルが抽出される。ステップ2では、基準ボクセルの1ボクセル近傍の立方体を調査範囲(図3では、太線枠の内部)として、この調査範囲に含まれる全ボクセルについて連結性判定演算を行い、連結部分を抽出ボクセルとして抽出する。以下、調査範囲を順次拡大し、その拡大された調査範囲に含まれる全ボクセルの連結性を調べて抽出処理を行う(ステップ3、4)。そして、調査範囲を拡大してもそれ以上抽出ボクセルが増加しなくなったところで抽出処理を終了する(ステップn)。このように、三次元太め法によれば、基準ボクセルと連結しかつ抽出対象値を有するボクセルがすべて抽出される。

【0037】なお、図4に示すように、測定対象物に対応する領域200以外に、二値化データが抽出対象値となる領域300があったとしても、三次元太め法では、抽出される領域は基準ボクセルを中心に広がっていくので、領域200と領域300との間の非抽出対象値部分によって両者の連結性が絶たれ、領域200は抽出されずに終わる。このように、三次元太め法によれば、測定対象物に対応するボクセル群のみを対象領域として抽出することができる。

【0038】三次元射影法

この方法は、二次元の画像処理において用いられている射影法を三次元的に拡張したものである。

【0039】この方法では、三次元画像領域内の全ボクセルについて、上方から下方、下方から上方、左方から右方、右方から左方、前方から後方、後方から前方の6方向について連結性を調べ、抽出処理を行っていく。すなわち、この方法は、例えていえば、三次元画像領域に対して上下左右前後の6方向から順次光を当ていき、既に抽出されている抽出ボクセルの影の部分の順次抽出していくという方法である。

【0040】より具体的に説明すれば、まず、例えば三次元画像領域の右上前方の角のボクセルを最初の注目ボクセルとし、この注目ボクセルを上から下に移動させて順次図5に示すマスクをあてはめていく。図5のマスクは、注目ボクセル100の進行方向に向かって、注目ボクセル100の1手前のボクセルを取り出すものである。そして、注目ボクセルの値が抽出対象値であり、かつマスクによって取り出されたボクセルが抽出ボクセルあった場合にのみ、その注目ボクセルが連結性を有すると判定し、その注目ボクセルを抽出する。この抽出処理を、1ライン分の全ボクセルについて上方から下方に向かって行う。そして、1ライン分の抽出処理が終わるとラインを変えて同じ処理を行い、これを三次元画像領域の全ラインについて繰り返す。

【0041】このようにして上方から下方に向かっての抽出処理が終わると、以下他の5方向について順次同様の処理を行う。これを繰り返して、新たに抽出されるボ

10

20

30

40

50

クセルがなくなったところで処理を終了する。

【0042】図6は、この三次元射影法による対象領域抽出の流れを示した図である。ここでも、三次元太め法の場合と同様、二次元的な図を用いて説明する。なお、図6において、各ステップの図の下方に示されている矢印は、注目ボクセルの進行方向を示している。

【0043】図6においては、まずステップ1で、抽出すべき領域の内部に基準ボクセルが設定されるとともに、その基準ボクセルが抽出ボクセルとして抽出される。ステップ2では、上方から下方に向かって注目ボクセルを移動させながら抽出が行われる。この結果、基準ボクセルの下方部分の各ボクセルが抽出される。以下、ステップ3、4、5と順に下方から上方、左方から右方、右方から左方へと注目ボクセルの進行方向を順次変更しながら抽出作業を行う。このようにして、注目ボクセルの進行方向の変更が一巡すると、再び同様に注目ボクセルの進行方向を順次変更しながら、ステップ6～10に示すように抽出作業を行い、進行方向をどのように変えても新たに抽出されるボクセルがなくなった時点（ステップn）で抽出処理を終了する。

【0044】この三次元射影法でも、基準ボクセルに対して連結性を有する部分だけを対象領域として抽出することができる。

【0045】三次元拡散射影法

これまでに説明した三次元太め法及び三次元射影法のどちらを採用しても、測定対象物を確実に抽出することができる。しかしながら、三次元太め法では、調査範囲を拡大するごとに、その調査範囲内のすべてのボクセルについて連結性判定演算を行うため、画像領域が大きくなると処理に要する時間は膨大なものになる。また、三次元射影法では、抽出処理の初期の段階で抽出されるボクセルの数が少ないため処理効率が悪く、このため処理時間が長くなる。

【0046】これに対し、これから説明する三次元拡散射影法は、画像領域が大きい場合でもかなり短い処理時間で対象領域を抽出できる。

【0047】三次元拡散射影法は、前述の三次元射影法を改良したものであり、大きく分けて次の2段階の処理手順から成る。

【0048】第1段階は、測定対象物を完全に抽出することを目的とせず、できるだけ多くのボクセルを高速に抽出することを目的とする。この第1段階の処理は、調査範囲を順次拡張しながら、その調査範囲内の各注目ボクセルについてマスクを用いて連結性を調べるという点では、前述の三次元太め法に類似した処理である。これら両者の大きな相違点は、三次元太め法では基準ボクセルを中心とした立方体全体を調査範囲とし、この立方体内の全ボクセルを注目ボクセルとして、それぞれについて連結性を調べていたのに対し、三次元拡散射影法の第1段階では、基準ボクセルを中心とする立方体の最も外

側のボクセルのみを注目ボクセルとして、これらのみについて連結性判定演算を行うという点である。

【0049】すなわち、この第1段階では、基準ボクセルを中心とする立方体の最外殻の1ボクセル分を調査範囲とし、この調査範囲に含まれるボクセルを順次注目ボクセルに指定し、この注目ボクセルに対して図7に示すマスクを適用して連結性判定を行う。そして、注目ボクセル100の二値化結果値が抽出対象値であり、かつマスク内に抽出ボクセルが1つでも存在する場合のみ、その注目ボクセルが測定対象物とつながっていると判定し、その注目ボクセルを抽出する。

【0050】そして、調査範囲内の全ボクセルについて抽出処理が完了すると、調査範囲を拡張して同様の抽出処理を行う。すなわち、基準ボクセルを中心とする立方体を上下左右前後に1ボクセルずつ拡張し、その立方体の最外殻部分を調査範囲として抽出処理を行う。

【0051】この第1段階の処理の流れの一例が図8のステップ1～ステップmに示されている。図に示されるように、まずステップ1で基準ボクセルが設定され、抽出される。次に、ステップ2において、基準ボクセルの1つ外側のボクセルが調査範囲（図8では、太線で描かれた2つの正方形の間の部分）とされ、その調査範囲内の各ボクセルについて連結性が調べられる。以下、ステップ3、4で調査範囲を順次外側に向かって移動させ、その調査範囲内の各ボクセルについて連結性を調べて抽出処理を行う。そして、調査範囲を移動させてもそれ以上抽出ボクセルが増加しなくなったところで第1段階の処理を終了する（ステップm）。

【0052】このように、この第1段階では、調査範囲を、順次拡張される立方体の最外殻のボクセルのみに限定することにより、処理時間を大幅に削減することができる。ただし、この第1段階の処理では、調査範囲を立方体の最外殻部分に限定したため、測定対象物が複雑な形状である場合には完全な抽出を期待することはできない。すなわち、図8の例を用いて説明すると、図8のステップ4においてドットを施した領域400は、ステップ4において調査範囲に含まれるため連結性が調べられるが、このステップ4では抽出されない。そして、以降のステップでは、領域400は調査範囲自体から外れてしまうため、これもまた抽出されない。このように、三次元拡散射影法の第1段階処理では、三次元太め法と異なり、いったん抽出もれが生じてしまうとそれが最後まで残ってしまうため、複雑な形状を完全に抽出することはできない。

【0053】そこで、三次元拡散射影法の第2段階では、第1段階で抽出されなかった部分の抽出を行う。この第2段階の処理は、図7に示したマスクを用いる以外は三次元射影法と全く同じ処理である。すなわち、第1段階での抽出結果を出発点として、図8のステップ(m+1)以降に示すように、上方から下方へ、下方から上

方へといった具合に抽出方向（すなわち注目ボクセルの進行方向）を順次変えながら抽出処理を行っていく。そして、進行方向をどのように変えても新たに抽出されるボクセルがなくなった時点（ステップn）で抽出処理を終了する。この第2段階の処理は、三次元射影法と同様であるため、測定対象物体を抽出もれなく完全に抽出することができる。

【0054】このように、三次元拡散射影法によれば、第1段階の処理によって多くのボクセルを素早く抽出した後で、第2段階において三次元射影法と同様の処理を行うため、三次元射影法の欠点である抽出処理初期の抽出ボクセル数の立上がりの悪さを改善することができ、全体として抽出処理の速度を向上させることができる。

【0055】なお、三次元拡散射影法は、基本的に前述の2段階の処理からなるが、測定対象物が球形などの単純な形状である場合は第1段階のみで完全に抽出することも可能であり、このような場合は第1段階のみで処理を終了してもよい。

【0056】また、第1及び第2段階で用いられるマスクは、図7に示したものに限られない。例えば、第1段階では図2(b)のマスクを用いてもよいし、また第2段階では図5のマスクを用いてもよい。

【0057】以上、対象領域抽出部16における対象領域抽出の諸手法について説明した。このようにして対象領域抽出部16によって対象領域が抽出されると、体積演算部18は、その対象領域内のボクセルを計数し、その計数結果に1ボクセル分の体積を乗じるなどして対象領域の体積演算値を求め、この体積演算値を測定対象物の体積として出力する。

【0058】このように本実施例によれば、二値化処理結果に対して連結性判定演算を行うことにより、測定対象物に対応するボクセルのみを抽出することができるので、測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0059】なお、本実施例は、三次元画像をエコーレベルについての二値化処理する場合だけでなく、例えばテクスチャ解析によって二値化処理する場合などにも適用可能である。

【0060】第2実施例

次に、本発明の第2実施例について説明する。この第2実施例は、前記第1実施例の改良であり、画像濃度値（エコーレベル）の二値化のように閾値との大小を比べることにより各ボクセルの二値化処理を行う場合において、その二値化処理の際の閾値（二値化閾値）として最適なものを自動的に求め、測定対象物の体積を更に精度よく求めようとするものである。

【0061】すなわち、例えば測定対象物や背景の画像濃度値は、各画像ごとにそれぞれ異なっているので、二値化閾値を固定的な値として設定しておくことはできず、各画像ごとに適切な値に設定する必要がある。この二値化閾値の設定の方法としては、測定者が超音波画像

を見ながら適宜二値化閾値を設定するという方法も考えられるが、超音波画像は画像の濃淡が複雑であるため、これから直接に最適な二値化閾値を決定することは一般に困難である。また、もし測定者が最適な二値化閾値を決定することができたとしても、測定者が違えば同じ画像でも二値化閾値の値が異なってくるので、この方法は再現性の点で問題が残る。

【0062】そこで、この第2実施例では、適切な二値化閾値を超音波体積演算装置によって自動的に求め、これに基づき測定対象物の体積をより正確に求める。以下、胎児の胃の体積を求める場合を例にとり、図9を参照して本実施例の原理について説明する。

【0063】図9は、例えば胎児の胃の超音波画像において、ある1方向に沿った画像濃度値（エコーレベル）の分布を示したものである。図9の画像濃度値分布では、胎児の胃の内部は、羊水がみたまわっているため超音波の反射が少なく、従って画像濃度値も低くなっている。これに対し、胃の周囲の体組織の部分（以下、周囲組織と呼ぶ）は、胃の部分に比べて画像濃度値が高くなっている。そして、胃と周囲組織との境界は、音響インピーダンスの違いにより超音波の反射が大きいので、エコーレベルが高く、従って画像濃度値のピークとなっている。なお、通常、超音波画像では、異なった組織の境界はある程度ばやけてしまうため、境界近傍での画像濃度値の立上がりは垂直ではなく、ある程度なだらかなものとなっている。

【0064】このような画像濃度値分布においては、胎児の胃の画像濃度値と周囲組織の画像濃度値との間の値に適宜に二値化閾値を設定するだけでは、胃の部分の正確に抽出することはできず、従って算出される胃の体積の精度もあまりよくない。これは、胃と周囲組織の境界近傍において画像濃度値の立上がりは垂直ではないため、二値化閾値によって定まる境界が胃と周囲組織との真の境界からずれてしまう（図9でいえば、真の境界よりも内側になる）ためである。

【0065】従って、このような例において、三次元超音波画像から胎児の胃の部分の精度よく抽出するには、二値化閾値によって定まる胃と周囲組織の境界が真の境界にできるだけ近いところに来るように、二値化閾値の設定を行う必要がある。そこで、本実施例では、このような適切な二値化閾値を求める手法として、二値化閾値を順次変更しながら様々な二値化閾値について第1実施例の手法を用いて体積演算値を求め、この結果得られる二値化閾値と体積演算値との相関関係から、この体積演算値が急変する境界点となる二値化閾値を求め、この二値化閾値を適切な二値化閾値として採用するという手法を採用する。

【0066】この手法の原理について、図9を参照して説明する。超音波画像の特性からいって、図9に示す画像濃度値分布における胎児の胃と周囲組織との真の境界

は、ピーク A 及び B とほぼ等しい位置にあると考えられる。ここで、二値化閾値を図 9 の x のように小さい値に設定すると、胃として抽出されるのは二値化閾値より小さい画像濃度値の部分なので、実際の胃よりもかなり小さい部分しか抽出されない。そこで、二値化閾値を大きくしていくと、胃として抽出される部分は徐々に大きくなり、実際の胃の大きさに近づいてくる。ここで、例えば図 9 において二値化閾値を y とすると、周囲組織にも画像濃度値が y よりも小さい部分があるので、二値化処理では胃の部分だけでなく周囲組織の部分も抽出されてしまうが、これら両者はつながっていないため、連結性判定演算による対象領域抽出を行うことにより胃の部分だけを分離して抽出することができる。このようにして、二値化閾値が z になるまでは、連結性判定演算によって胃の部分だけを分離して抽出することができる。

【0067】しかし、図 9 において二値化閾値が z をより大きくなると、ピーク A 及び B の画像濃度値が二値化閾値より小さくなってしまいうため、二値化結果において胃と周囲組織とが同じ値になって互いに連結してしまい、連結性判定演算を行っても胃の部分だけを分離することはできなくなる。この結果、これまでは連結性判定演算によって除去されていた周囲組織の部分が抽出領域に加わってくるため、胃として抽出される領域は実際の胃よりも遥かに大きくなる。このため、求められる胃の体積演算値は、二値化閾値 z の前後で大きく変化する。

【0068】そして、この体積演算値の変化の境界点となる二値化閾値 z は、画像濃度分布におけるピークとほぼ等しい位置になるので、この二値化閾値 z を用いれば、実際の胃に最も近い領域を抽出することができる。

【0069】このように、本実施例では、二値化閾値の変化に伴う体積演算値の変化の様子を求め、これから体積演算値が急激に変化する境界点となる二値化閾値を求め、この二値化閾値における体積演算値を測定対象物（ここでは胎児の胃）の体積とする。これにより、二値化処理及び対象領域抽出処理によって抽出される対象領域を、実際の測定対象物の領域にかなり近づけることができ、求められる体積の精度を向上させることができる。

【0070】次に、この第 2 実施例の具体的な構成について説明する。

【0071】図 10 は、第 2 実施例の 1 つの構成例を示すブロック図である。図 10 では、図 1 と同一の部材には同一の符号を付している。

【0072】図 10 において、超音波診断装置 10 から基準ボクセル設定部 20 までの構成は、図 1 に示した第 1 実施例の構成と同様であり、第 1 実施例と同様の手法で対象領域抽出を行って体積演算値を求めるものである。

【0073】この構成において、二値化処理部 14 は、各ボクセルのエコーレベル、すなわち画像濃度値を二値

化閾値を用いて二値化する。ここで用いる二値化閾値は、二値化閾値設定変更部 28 によって、所定のルール（例えば、所定値ずつインクリメントする、など）に従って順次設定変更される。すなわち、本実施例では、三次元エコーデータメモリ部 12 に格納された同一の三次元エコーデータ情報について、二値化閾値を順次設定変更し、各二値化閾値ごとに二値化処理、対象領域抽出処理及び体積演算値算出処理を行って体積演算値を求める。

10 【0074】そして、変化量算出部 22 は、二値化閾値が設定変更されるごとに、その設定変更の前後での体積演算値の変化量を算出する。すなわち、変化量算出部 22 は、設定変更前の二値化閾値について求められた体積演算値と設定変更後の二値化閾値について求められた体積演算値との差を求め、これを変化量として出力する。この変化量算出部 22 は、例えば二値化閾値設定変更前の体積演算値を保持するためのメモリと減算回路とを用いて構成することができる。この場合、変化量算出部 22 に対して体積演算部 18 から新たに体積演算値が入力されると、この入力された体積演算値とメモリに保持されている体積演算値との差を減算回路によって求め、これを変化量として出力し、この後メモリの内容を更新して前記入力された体積演算値をメモリに保持させる。

20 【0075】比較判定部 24 は、変化量算出部 22 から出力される変化量を、予め設定された変化量閾値と比較する。そして、体積演算制御部 26 は、この比較結果に基づき、全体の演算処理の制御を行う。すなわち、変化量が変化量閾値より小さい場合は、二値化閾値設定変更部 28 に対して二値化閾値の設定変更を指示する信号を発生し、二値化処理部 14 以降の各処理部に対してこの新たな二値化閾値を用いた演算処理を行わせる。そして、変化量が変化量閾値より大きくなったときは、体積演算値が急変したと判断してこの急変の直前の体積演算値、すなわち設定変更前の二値化閾値について求めた体積演算値を、測定対象物の体積として出力する。

30 【0076】図 11 は、図 10 に示した装置を用いた体積演算処理の流れを示すフローチャートであり、以下図 11 を参照して胎児の胃の体積演算を例にとって本実施例の具体的な手順を説明する。

40 【0077】胎児の胃の体積演算では、まず超音波診断装置 10 により測定対象物（胎児の胃）を含む三次元領域のエコーデータを取得し、三次元エコーデータメモリ部 12 に格納する（S500）。次に、各処理部で用いる値の初期化を行う（S502）。すなわち、例えば二値化閾値設定変更部 28 における二値化閾値の設定値や、変化量算出部 22 で変化量を算出する際に用いる体積演算値などの初期化を行う。なお、この例では、胎児の胃の画像濃度は周囲組織に比べて小さく、その画像濃度は図 9 に示したような分布を示すので、二値化閾値は最初は小さい値に設定する。

【0078】初期化が終わると、二値化処理部14が、三次元エコーデータメモリ部12からエコーデータを読み取り、二値化処理を行う(S504)。そして、この二値化処理結果について、対象領域抽出部16によって連結性判定演算を行い、対象領域の抽出を行う(S506)。体積演算部18は、抽出された対象領域に含まれるボクセルを計数し、この計数結果に基づいて体積演算値を算出する(S508)。求められた体積演算値は、変化量算出部22に与えられると同時に、体積演算制御部26にも与えられる。

【0079】変化量算出部22は、体積演算部18から入力された体積演算値と二値化閾値設定変更前の体積演算値との差を求め、この差を変化量として出力する(S510)。なお、最初のループでは、設定変更前の体積演算値がないので、この代わりにS502で設定された体積演算値の初期値に対する変化量を求める。そして、このようにして求められた二値化閾値設定変更前後での体積演算値の変化量を所定の変化量閾値と比較する(S512)。

【0080】この比較の結果、変化量が変化量閾値より小さい場合は、二値化閾値設定変更部28によって二値化閾値を所定値だけ増加させ(S514)、この新たに二値化閾値を用いてS504~S512の処理を繰り返す。そして、S512の処理で変化量が変化量閾値より大きくなるまで、二値化閾値を所定量ずつ順次増加させながら、それら一連の処理を繰り返していく。

【0081】すなわち、図9の画像濃度分布から分かるように、二値化閾値を小さい値から徐々に大きくしていくと、求められる体積演算値も徐々に大きくなり、対象領域抽出処理結果において胃と周囲組織とが連結するまでの間は、体積演算値は緩やかに増加する。従って、変化量が変化量閾値を超えないうちは、胃の部分だけが抽出されていると考えられる。しかも、その間は、二値化閾値が増加するにつれて、その二値化閾値によって区切られる胃と周囲組織との境界が、真の境界に近づいていくので、体積演算値は徐々に胃の真の体積値に近づいていく。

【0082】そして、二値化閾値が、胃と周囲組織の境界を示す画像濃度のピーク値より大きくなると、対象領域抽出処理において胃と周囲組織とが連結してしまい、この結果体積演算値が急増する。この急増の直前の体積演算値が、胎児の胃の真の体積に最も近い値となる。

【0083】従って、本実施例の処理手順においては、S512の比較判定において、変化量が変化量閾値より大きくなったときに、体積演算制御部26を、その直前の二値化閾値における体積演算値を測定対象物(胎児の胃)の体積と判定し、出力する(S516)。

【0084】なお、求められる体積の精度を更に向上させるためには、次のような方法が考えられる。すなわち、S512の比較判定において変化量が変化量閾値より

り大きくなったときに、いったんその直前の二値化閾値に戻り、S514における二値化閾値の増加量を小さくして上述と同様の処理手順を繰り返すという方法である。この方法によれば、体積演算値が急変する二値化閾値をより高い精度で特定することができるので、得られる体積の精度が向上する。

【0085】図12は、水を充填した風船(胎児の胃に相当)を寒天グラファイト(周囲組織に相当)内に埋設して作成したファントムを用い、本実施例の手法を用いて風船の体積の測定実験を行った際の実験結果を示している。図において、横軸は二値化閾値の値であり、縦軸は体積演算値を示している。この実験では、画像濃度を256階調(すなわち、画像濃度値の範囲は0~255)で表現し、二値化閾値の初期値は5とした。図によれば、二値化閾値を初期値5から順次増加していくと、体積演算値はきわめて緩やかに増えていき、二値化閾値が58から59が変わるところで体積演算値が急激に増大していることが分かる。従って、二値化閾値が59になったときに対象領域抽出処理において風船と寒天グラファイト層とが連結したと考えられ、その直前の画像濃度値58を二値化閾値としたときの体積演算値が風船の真の体積に最も近い値となっていると考えられる。実際に、二値化閾値が59のときの体積演算値は、風船の体積の実測値よりも遥かに大きな値となっており、これに対して、二値化閾値が58のときの体積演算値は、風船の体積の実測値に最も近い値となった。

【0086】このように、本実施例によれば、適切な二値化閾値を自動的に発見することができ、測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0087】なお、以上の例では、測定対象物の画像濃度が周囲組織の画像濃度よりも低い場合の例であったが、逆の場合にも本実施例は適用可能である。すなわち、測定対象物の画像濃度が周囲組織の画像濃度よりも高い場合には、二値化閾値の初期値を大きくとり、順次小さくしていけば、上述の例と同様の原理により体積を精度よく求めることができる。また、この他にも、三次元画像の画像濃度値を反転すれば、上述の例と全く同様にして測定対象物の体積を求めることができる。

【0088】また、以上に説明した例では、二値化閾値を順次単調に増加(あるいは単調に減少)させていき、この二値化閾値の変更の前後での体積演算値の変化量がある閾値を超えるか否かを毎回判定し、この判定に基づいて体積演算値が急変する境界点を求めていたが、本実施例の構成はこれに限られるものではない。例えば、予め様々な二値化閾値について体積演算値を求めることにより二値化閾値と体積演算値の相関関係を求め、この相関関係から体積演算値が急変する境界点を解析的に求める構成としても、上述の例と同様の効果を得ることができる。このような構成には、例えば図13に示すものがある。

【0089】図13に示す構成においては、体積演算部18の後段に、二値化閾値とこれに対応する体積演算値とを互いに関連づけて記憶する相関記憶部30を設けられている。そして、二値化閾値設定変更部28によって二値化閾値を順次設定変更しながら、二値化処理部14、対象領域抽出部16及び体積演算部18によって各二値化閾値に対応する体積演算値を求め、二値化閾値と体積演算値とを互いに関連づけつつ相関記憶部30に格納する。この結果、相関記憶部30には、二値化閾値と体積演算値との相関関係を表すテーブルが形成される。境界点算出部32は、相関記憶部30内のこのテーブルに基づき、各二値化閾値における体積演算値の変化率を算出し、この変化率が急激に変化する境界点を求める。そして、体積決定部34は、この境界点に対応する体積演算値を相関記憶部30から読み出し、測定対象物の体積として出力する。

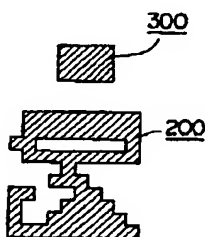
【0090】このように、二値化閾値と体積演算値との相関関係を最初に求めてしまい、この相関関係から二値化閾値に対する体積演算値の変化率が急変する境界点を求める構成でも、測定対象物を精度よく抽出することができる二値化閾値を見つけだすことができ、従って測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0091】

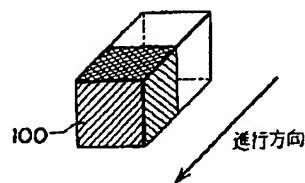
【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、ボクセル間の連結性をみて対象領域を抽出しているため、二値化処理を行ったときに背景の一部が測定対象物と同じ値になったとしても、そのような部分は基準ボクセルと連結性を有しないとして排除することができる。従って、この構成によれば、測定対象物に対応する領域だけを抽出することができるので、測定対象物の体積を精度よく求めることができる。

【0092】また、本発明によれば、エコーデータの二値化処理を二値化閾値を用いて行う場合において、測定対象物を精度よく抽出することができる二値化閾値を自動的に探しだすことができ、これに基づいて測定対象物の体積を精度よく、かつ再現性よく求めることができる。

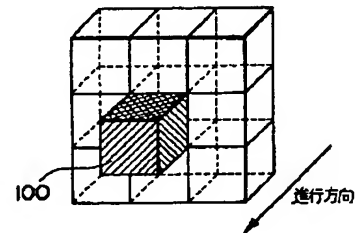
【図4】



【図5】



【図7】



【0093】また、本発明によれば、対象領域抽出処理において三次元拡散射影法を用いることにより、高速な処理が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波体積演算装置の第1実施例の構成を示すブロック図である。

【図2】 三次元太め法で用いるマスクの例を示す図である。

【図3】 三次元太め法を用いた場合の対象領域抽出処理の流れを示す説明図である。

【図4】 三次元太め法における連結していない領域同士の分離を説明するための図である。

【図5】 三次元射影法で用いるマスクの一例を示す図である。

【図6】 三次元射影法を用いた場合の対象領域抽出処理の流れを示す説明図である。

【図7】 三次元拡散射影法で用いるマスクの一例を示す図である。

【図8】 三次元拡散射影法を用いた場合の対象領域抽出処理の流れを示す説明図である。

【図9】 超音波画像におけるある1方向に沿った画像濃度値分布の一例を示した図である。

【図10】 本発明に係る超音波体積演算装置の第2実施例の構成を示すブロック図である。

【図11】 図10に示す超音波体積演算装置を用いた場合の体積演算処理手順を示すフローチャートである。

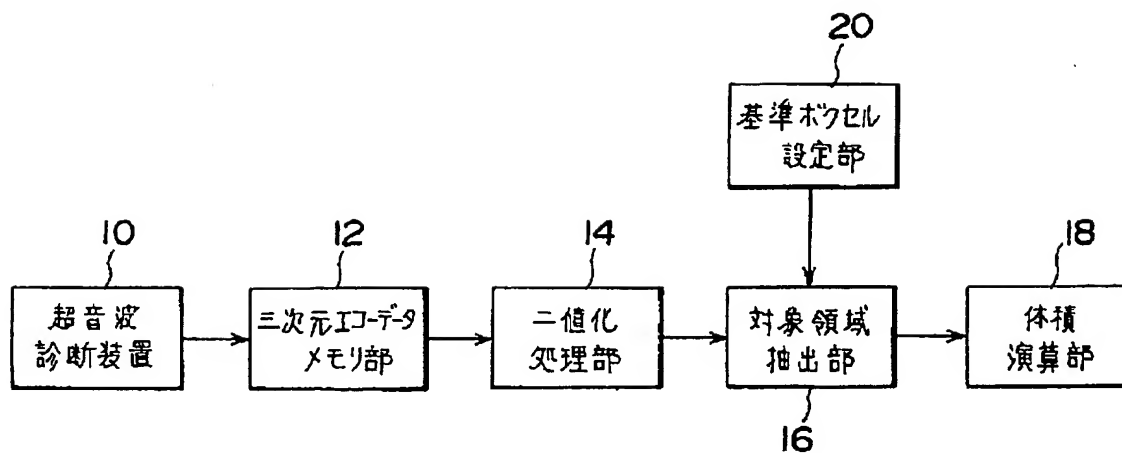
【図12】 第2実施例の装置を用いて行った実験の結果を示す図である。

【図13】 第2実施例の変形例の構成を示すブロック図である。

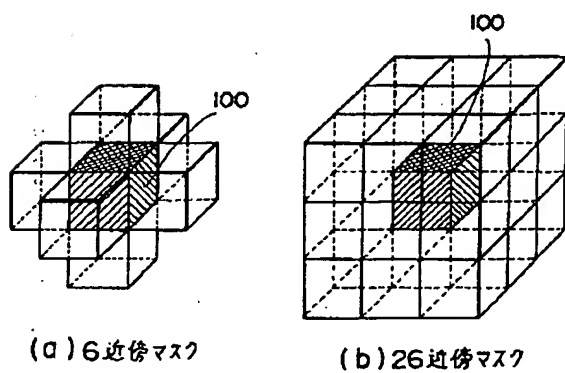
【符号の説明】

10 超音波診断装置、12 三次元エコーデータメモリ部、14 二値化処理部、16 対象領域抽出部、18 体積演算部、20 基準ボクセル設定部、22 変化量算出部、24 比較判定部、26 体積演算制御部、28 二値化閾値設定変更部、30 相関記憶部、32 境界点算出部、34 体積決定部。

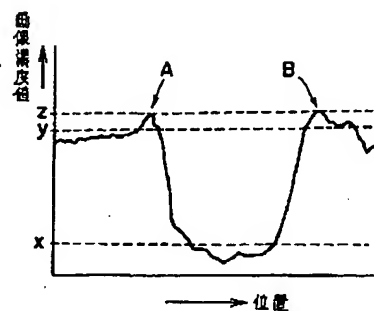
【図 1】



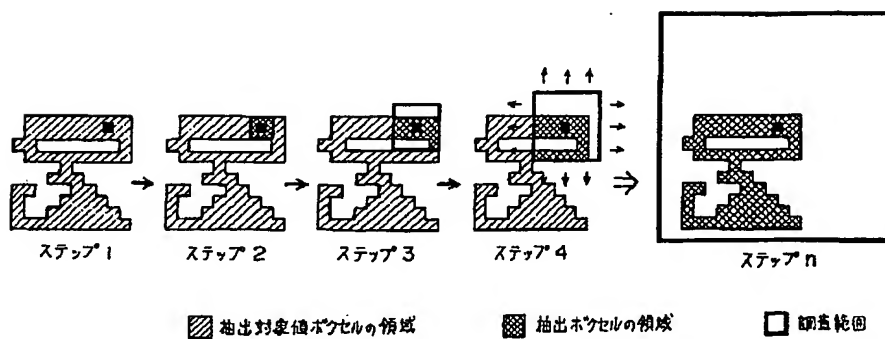
【図 2】



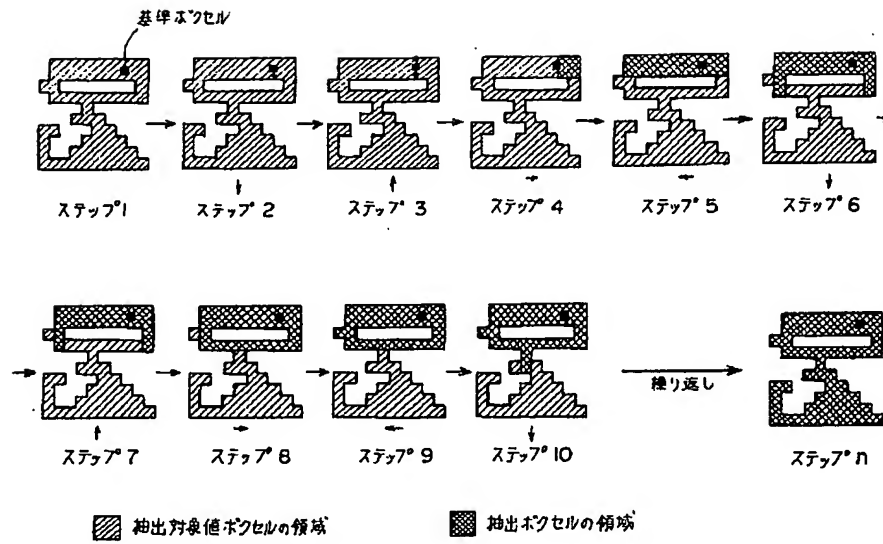
【図 9】



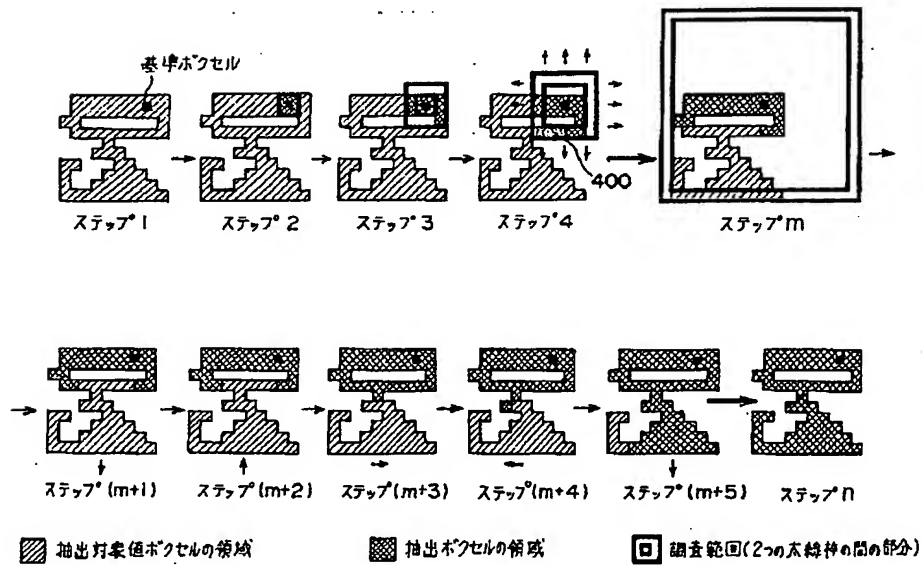
【図 3】



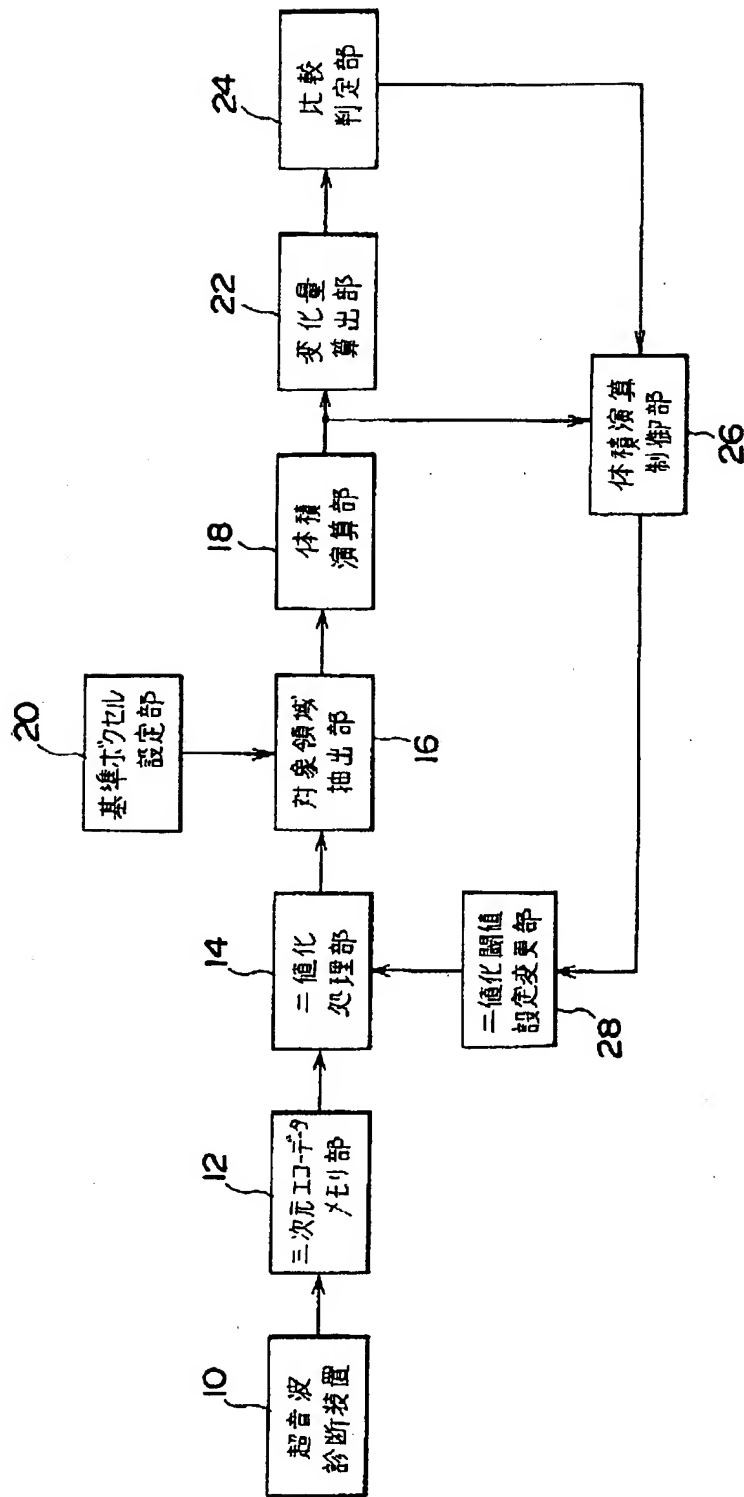
【図 6】



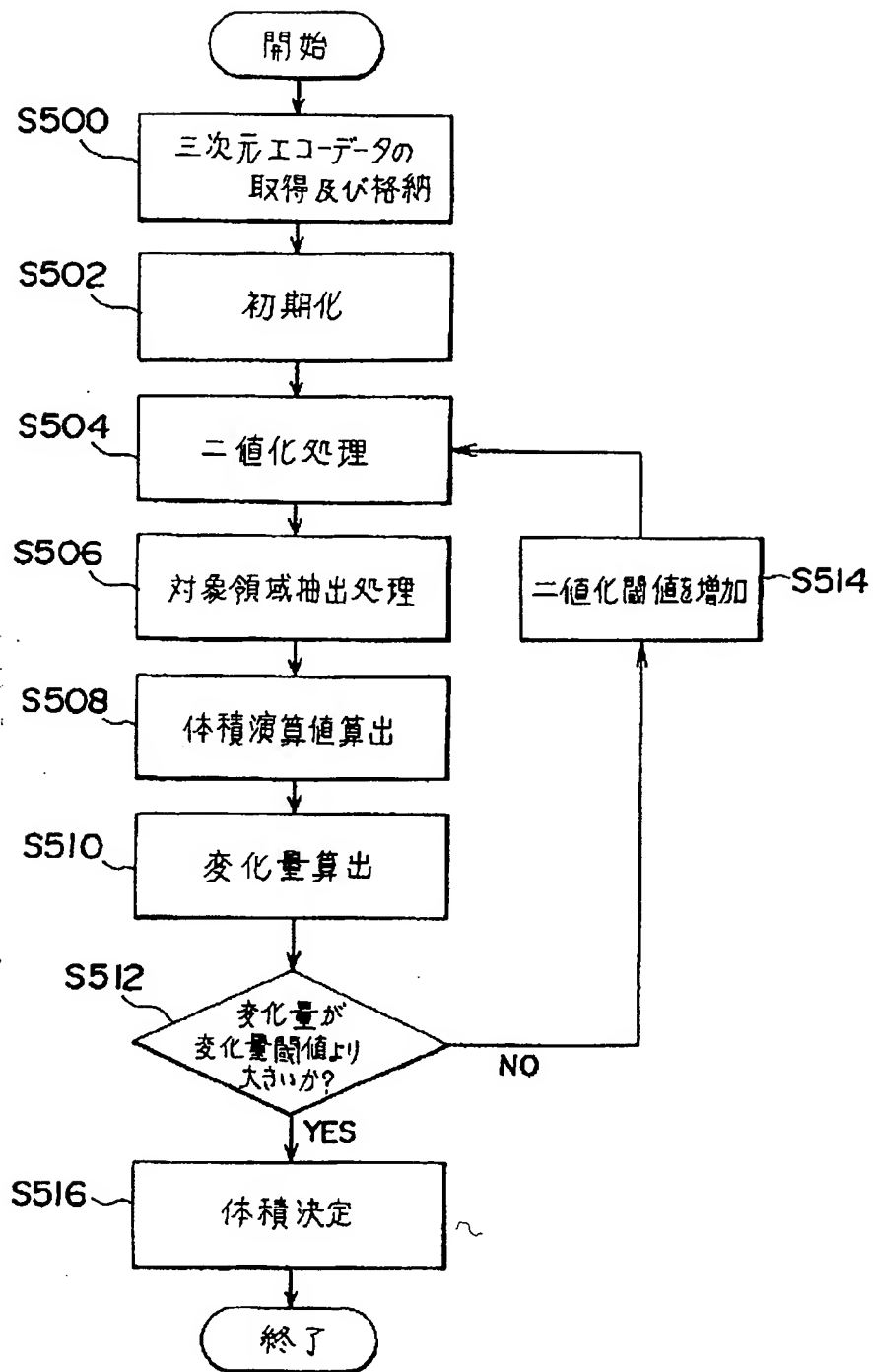
【図 8】



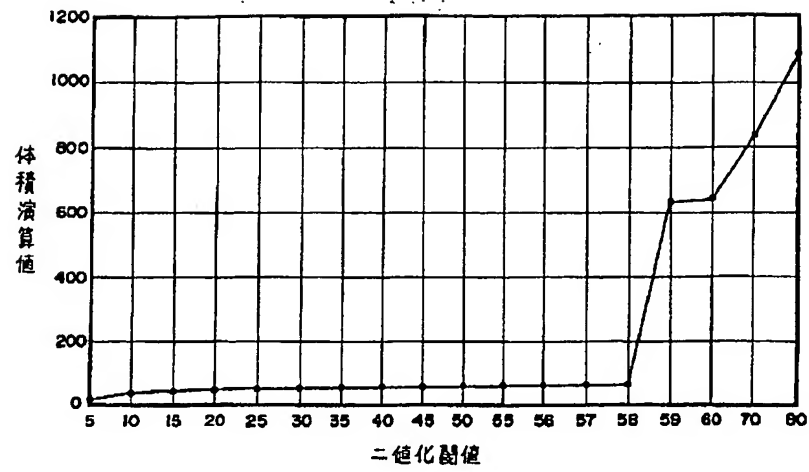
【図10】



【図 1 1】



【図12】



【図 13】

